

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-613

(P2004-613A)

(43) 公開日 平成16年1月8日(2004.1.8)

(51) Int. Cl.⁷

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/08

F I

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 40 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2003-138141 (P2003-138141)
 (22) 出願日 平成15年5月16日 (2003. 5. 16)
 (31) 優先権主張番号 10/063, 847
 (32) 優先日 平成14年5月17日 (2002. 5. 17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000

(74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一

(74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博

(74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 サブトラクション撮像手法のための表示法

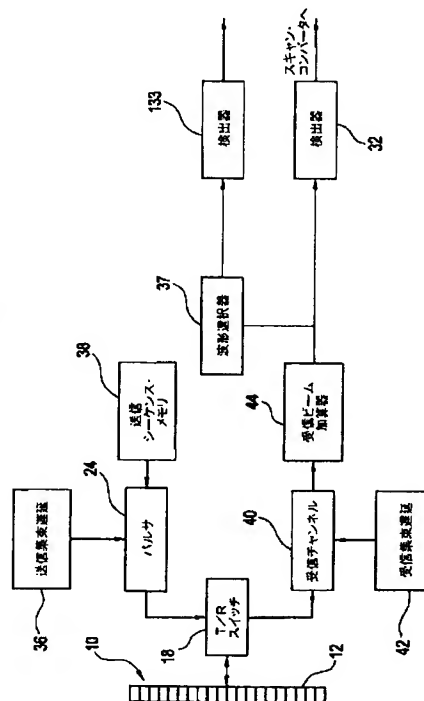
(57) 【要約】

【課題】 基準背景及びフロー超音波画像を表示する。

【解決手段】 第1及び第2の広帯域パルス(24)を共通の送信焦点位置へ送出し、第1及び第2の反射超音波を受け取り、この第1及び第2の反射超音波に基づいてフロー／造影剤信号成分を形成する。第1及び第2の反射超音波のうちの1つを独立に処理することによりBモード背景信号成分を形成し、表示装置(22)の第1の画像部分中のフロー画像成分(102)と第1及び第2の反射超音波のうちの1つに基づいたBモード基準画像成分(100)とを含む超音波画像を表示する。

【選択図】

図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波画像を表示するための方法であって、
少なくとも第 1 及び第 2 の広帯域パルス（24）を共通の送信焦点位置へ送出する工程と、
前記少なくとも第 1 及び第 2 の広帯域パルス（24）に関連した少なくとも第 1 及び第 2 の反射超音波を受け取る工程と、
前記少なくとも第 1 及び第 2 の反射超音波に基づいてフロー／造影剤信号成分を形成する工程と、
前記少なくとも第 1 及び第 2 の反射超音波のうちの少なくとも 1 つを独立に処理することにより B モード背景信号成分を形成する工程と、
表示装置（22）の第 1 の画像部分中のフロー画像成分（102）と前記少なくとも第 1 及び第 2 の反射超音波のうちの前記少なくとも 1 つに基づいた B モード基準画像成分（100）とを含む超音波画像を表示する工程であって、前記 B モード基準画像成分（100）が前記表示装置（22）の第 2 の画像部分中に表示される、当該工程と、
を有する方法。

【請求項 2】

前記送出する工程は、複数のパルス（24）についてコード化した波形及びコード化していない波形の一方を生成することを含んでいる、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

更に、前記フロー／造影剤信号成分及び前記 B モード背景信号成分を含む信号の包絡線を形成する工程を含んでいる請求項 2 記載の方法。

【請求項 4】

更に、前記第 1 及び第 2 の反射超音波にわたってウォール・フィルタ処理する工程を含んでいる請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

更に、前記フロー／造影剤信号成分及び前記 B モード背景信号成分を含む信号の基本波周波数成分を通す工程を含んでいる請求項 4 記載の方法。

【請求項 6】

更に、前記フロー／造影剤信号成分及び前記 B モード背景信号成分を含む信号の調波周波数成分を通す工程を含んでいる請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

更に、前記フロー／造影剤信号成分及び前記 B モード背景信号成分を含む信号の低調波周波数成分を通す工程を含んでいる請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

更に、前記フロー／造影剤信号成分及び前記 B モード背景信号成分を含む信号の高調波周波数成分を通す工程を含んでいる請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】

前記送出する工程は、基本波周波数を中心周波数とする一列の同じ広帯域パルス（24）を特定の送信焦点位置へ送出することを含んでいる、請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

更に、前記第 1 及び第 2 の反射超音波の基本波周波数を帯域通過フィルタ処理して、反射超音波の所望の成分を実質的に分離する工程を含んでいる請求項 1 記載の方法。

【請求項 11】

前記送出する工程は、一列の少なくとも 2 つのパルス（24）を送信コードでコード化して、所与のパルス繰返し間隔で送信焦点位置へ送信されるコード化広帯域パルス（24）の packets を形成することを含み、該 packets は最大 4 つまでのパルス（24）を含んでいる、請求項 1 記載の方法。

【請求項 12】

前記送出する工程は、前記パルス（24）の各々を予め規定したコード・シーケンスで変

調することを含み、前記パルス（２４）の各々は所定の送信バースト長をもっている、請求項１記載の方法。

【請求項１３】

前記送出する工程は、第１及び第２のパルス（２４）を第１及び第２の別々の予め規定したコード・シーケンスによりそれぞれ変調することを含んでいる、請求項１記載の方法。

【請求項１４】

前記送出する工程は、第１乃至第４のパルス（２４）を第１乃至第４のゴレイ・コード対シーケンスでそれぞれ変調することを含んでいる、請求項１記載の方法。

【請求項１５】

前記第１の画像部分及び第２の画像部分は前記表示装置（２２）上で横に並んでいる、請求項１記載の方法。 10

【請求項１６】

前記第１の画像部分及び第２の画像部分は前記表示装置（２２）上に並置されており、前記表示装置（２２）は前記フロー画像成分（１０２）及び前記Ｂモード基準画像成分（１００）のオーバーレイ表示フォーマット（２２）を可能にするように構成されている、請求項１記載の方法。

【請求項１７】

前記オーバーレイ表示フォーマット（２２）は、前記フロー画像成分（１０２）が存在しないときに前記Ｂモード基準画像成分（１００）を表示するように構成されている、請求項１６記載の方法。 20

【請求項１８】

前記オーバーレイ表示フォーマット（２２）は、閾値弁別及び適応処理のうち的一方を使用して前記Ｂモード基準画像成分（１００）を表示すべきか否か決定するように構成されている、請求項１７記載の方法。

【請求項１９】

前記表示装置（２２）は、前記第２の画像部分を動作上オン・オフするように切り替えるスイッチ（３５）を含んでいる、請求項１記載の方法。

【請求項２０】

低振幅信号の可視化を制限することなく組織の背景信号と低振幅信号とを同時に可視化する方法であって、 30

ターゲットにおける複数のファイヤリング（５８）から第１の画像を生成して、対応する波形を形成する工程と、

前記波形を処理して、前記第１の画像を形成する工程であって、前記第１の画像が低振幅信号を表している、当該工程と、

前記第１の画像を表示装置（２２）上に表示する工程と、

前記複数のファイヤリング（５８）の一部（５６，６６，６８）から第２の画像を生成して、前記対応する波形の一部を形成する工程と、

前記対応する波形の一部（５６，６６，６８）を処理する工程であって、前記第２の画像がフロー信号（６２）の近くの組織の背景を表すＢモード画像（１００）である、当該工程と、 40

前記表示装置（２２）上に前記第２の画像を表示する工程と、
を有している方法。

【請求項２１】

前記表示装置（２２）は、前記第１の画像に影響を及ぼすことなく前記第２の画像の可視化を独立に変更するように構成されている、請求項２０記載の方法。

【請求項２２】

電気的作動に応答して波動エネルギーを送出すると共に、戻ってきた波動エネルギーを電気信号に変換する複数のトランスデューサ素子（１２）と、フロー画像信号（６２）の関数である第１の画像部分を持つと共に、基準画像信号（６０）の関数である第２の画像部分を持つ画像を表示する表示モニタ（２２）とを含んでいる撮像システムを動作させる方法で 50

あって、

前記アレイのトランスデューサ素子（１２）を作動して、第１及び第２の送信事象の際に送信コードでコード化された集束波動エネルギーを送出する工程と、

前記第１及び第２の送信事象の後に前記トランスデューサ素子（１２）によって発生された電気信号から第１及び第２の受信信号をそれぞれ形成する工程と、

前記第１及び第２の受信信号のうちの少なくとも１つを独立に処理することにより少なくとも部分的に導き出される基準画像信号（６０）を形成する工程と、

前記第１及び第２の受信信号の第１及び第２の基本波信号成分を圧縮し、帯域通過させ、ウォール・フィルタ処理して、フロー信号を形成する工程と、

前記フロー信号から少なくとも部分的に導き出されるフロー画像信号（６２）を形成する工程と、 10

前記フロー画像信号（６２）及び前記基準画像信号（６０）を表示モニタ（２２）に供給する工程であって、前記基準画像（６０）が前記フロー画像（６２）に影響を及ぼすことなく調節可能である、当該工程と、

を有している方法。

【請求項２３】

更に、前記アレイのトランスデューサ素子（１２）を作動して、第３の送信事象の際にコード化していない集束波動エネルギーを送出する工程と、

前記第３の送信事象の後に前記トランスデューサ素子（１２）によって発生された電気信号から第３の受信信号を形成する工程と、 20

前記第３の受信信号の調波信号成分を帯域通過させる工程と、

前記調波信号成分及び前記フロー信号の独立した処理から前記基準画像信号（６０）を形成する工程と、

を含んでいる請求項２２記載の方法。

【請求項２４】

更に、（ｇ）前記アレイのトランスデューサ素子（１２）を作動して、第３及び第４の送信事象の際にコード化していない集束波動エネルギーを送出する工程であって、前記第３の送信事象の前記コード化していない集束波動エネルギーは前記第４の送信事象の前記コード化していない集束波動エネルギーと極性が逆である、当該工程と、

（ｈ）前記第３及び第４の送信事象の後に前記トランスデューサ素子（１２）によって発生された電気信号から第３及び第４の受信信号をそれぞれ形成する工程と、 30

（ｉ）前記第３及び第４の受信信号のそれぞれの調波信号成分を帯域通過させながら、前記第３及び第４の受信信号のそれぞれの基本波信号成分をそれぞれ実質的に相殺して、調波背景信号を形成する工程と、

（ｊ）前記調波背景信号を独立に処理することにより前記基準画像信号（６０）を形成する工程と、

を含んでいる請求項２２記載の方法。

【請求項２５】

電氣的作動に応答して波動エネルギーを送出すると共に、戻ってきた波動エネルギーを電気信号に変換する複数のトランスデューサ素子（１２）と、フロー画像信号（６２）の関数である画像部分を持つ画像を表示する表示モニタ（２２）とを含んでいる撮像システムを動作させる方法であって、 40

前記アレイのトランスデューサ素子（１２）を作動して、第１及び第３の送信事象の際にゴレイ・コード対の第１のゴレイ・コードでコード化された集束波動エネルギーを送出すると共に、第２及び第４の送信事象の際に前記ゴレイ・コード対の第２のゴレイ・コードでコード化された集束波動エネルギーを送出する工程と、

前記第１乃至第４の送信事象の後に前記トランスデューサ素子（１２）によって発生された電気信号から第１乃至第４の受信信号をそれぞれ形成する工程と、

前記第１乃至第４の受信信号のうちの２つを独立に処理することにより少なくとも部分的に導き出される基準画像信号（６０）を形成する工程と、 50

前記第 1 乃至第 4 の受信信号の第 1 乃至第 4 の基本波信号成分をそれぞれデコードし、帯域通過させ、ウォール・フィルタ処理して、フロー信号を形成する工程と、

前記フロー信号から少なくとも部分的に導き出されるフロー画像信号 (62) を形成する工程と、

前記フロー画像信号 (62) 及び前記基準画像信号 (60) を表示モニタ (22) に供給する工程であって、前記基準画像 (60) が前記フロー画像 (62) に影響を及ぼすことなく調節可能である、当該工程と、
を有している方法。

【請求項 26】

患者内の関心領域について不動の反射体及び動いている反射体を撮像するための医学診断用超音波システムであって、 10

一系列の少なくとも 2 つのパルス (24) を送信焦点位置へ送出する送信器 (14) と、前記一系列の少なくとも 2 つのパルス (24) に関連した少なくとも 2 つのエコー信号を受信する受信器 (16) であって、前記エコー信号が基本波周波数成分を含んでいる、受信器 (16) と、

前記少なくとも 2 つのエコー信号を受信して処理するように構成された第 1 の表示プロセッサであって、前記少なくとも 2 つのエコー信号に基づいて動いている反射体についてのフロー画像情報を含んでいるフィルタ処理済み信号を供給するフィルタ (46) を持っている第 1 の表示プロセッサと、

前記少なくとも 2 つのエコー信号に基づいて不動の反射体についての B モード情報を含んでいる前記少なくとも 2 つのエコー信号のうちの少なくとも 1 つを受信して独立に処理するように構成された第 2 の表示プロセッサであって、前記不動の反射体についての B モード情報が前記基本波周波数成分を含んでいる、第 2 の表示プロセッサと、 20

前記フィルタ処理済み信号に基づいて動いている反射体のフロー画像 (102) を表示すると共に、前記第 2 の表示プロセッサによって供給された前記少なくとも 2 つのエコー信号のうちの前記少なくとも 1 つに基づいて不動の反射体の B モード基準画像 (100) を表示する表示装置 (22) と、

とを有している医学診断用超音波システム。

【請求項 27】

前記表示装置 (22) は、不動の反射体に対して動いている反射体の流れを表示するために前記フロー画像 (102) 及び前記 B モード基準画像 (100) を組み合わせるように構成されている、請求項 26 記載のシステム。 30

【請求項 28】

前記表示装置 (22) は、表示するためにカラー化した前記フロー画像 (102) 及びグレースケールの前記 B モード基準画像 (100) を組み合わせるように構成されている、請求項 26 記載のシステム。

【請求項 29】

更に、前記フィルタ処理済み出力信号を振幅検出してフロー画像信号 (62) を形成する手段を含んでいる請求項 26 記載のシステム。

【請求項 30】

前記送信器 (14) は、前記一系列の少なくとも 2 つのパルス (24) を送信コードでコード化して、所与のパルス繰返し間隔で送信焦点位置へ送信されるコード化広帯域パルス (24) のパケットを形成するように構成されており、前記パケットは最大 4 つのパルス (24) を含んでいる、請求項 26 記載のシステム。 40

【請求項 31】

前記送信器 (14) は、前記パルス (24) の各々を予め規定されたコード・シーケンスで変調するように構成されており、前記パルス (24) の各々は所定の送信バースト長を持っている、請求項 26 記載のシステム。

【請求項 32】

前記送信器 (14) は、第 1 及び第 2 のパルス (24) を第 1 及び第 2 の別々の予め規定 50

されたコード・シーケンスでそれぞれ変調するように構成されている、請求項 26 記載のシステム。

【請求項 33】

前記送信器 (14) は、第 1 乃至第 4 のパルス (24) を第 1 乃至第 4 のゴレイ・コード対シーケンスでそれぞれ変調するように構成されている、請求項 26 記載のシステム。

【請求項 34】

電氣的作動に応答して基本波周波数を中心周波数とする波動エネルギーを送出すると共に、戻ってきた波動エネルギーを電気信号に変換する複数のトランスデューサ素子 (12) より成るトランスデューサ・アレイ (10) と、

フロー画像信号 (62) の関数である第 1 の画像部分を持つと共に、B モード基準画像信号 (60) の関数である第 2 の画像部分を持つ画像を表示する表示モニタ (22) と、
下記の工程 a) 乃至 g) を実行するようにプログラムされているコンピュータと、
を含んでいる撮像システム。 10

a) 前記アレイのトランスデューサ素子 (12) を作動して、第 1 及び第 2 の送信事象の際に送信コードでコード化された集束波動エネルギーを送出する工程、

b) 前記前記第 1 及び第 2 の送信事象の後に前記トランスデューサ素子 (12) によって発生された電気信号から第 1 及び第 2 の受信信号をそれぞれ形成する工程、

c) 前記第 1 及び第 2 の受信信号のうちの少なくとも 1 つを処理して、B モード信号を形成する工程、

d) 前記第 1 及び第 2 の受信信号の第 1 及び第 2 の基本波信号成分をそれぞれ圧縮し、帯域通過させ、ウォール・フィルタ処理して、フロー信号を形成する工程、 20

e) 前記 B モード信号から少なくとも部分的に導き出される B モード基準画像信号 (60) を形成する工程、

f) 前記フロー信号から少なくとも部分的に導き出されるフロー画像信号 (62) を形成する工程、並びに

g) 前記 B モード基準画像信号 (60) 及び前記フロー画像信号 (62) を表示モニタ (22) に供給する工程。

【請求項 35】

前記第 1 の画像部分及び第 2 の画像部分は前記表示装置 (22) 上で横に並んでいる、請求項 34 記載のシステム。 30

【請求項 36】

前記第 1 の画像部分及び第 2 の画像部分は前記表示装置 (22) 上に並置されており、前記表示装置 (22) は前記フロー画像信号 (62) 及び前記 B モード基準画像信号 (60) のオーバーレイ表示フォーマット (22) を可能にするように構成されている、請求項 34 記載のシステム。

【請求項 37】

前記オーバーレイ表示フォーマット (22) は、前記フロー画像信号 (62) が存在しないときに前記 B モード基準画像信号 (60) を表示するように構成されている、請求項 36 記載のシステム。

【請求項 38】

前記オーバーレイ表示フォーマット (22) は、閾値弁別及び適応処理のうちの一方を使用して前記 B モード基準画像信号 (60) を表示すべきか否か決定するように構成されている、請求項 37 記載のシステム。 40

【請求項 39】

前記表示装置 (22) は、前記第 2 の画像部分を動作上オン・オフするように切り替えるスイッチ (35) を含んでいる、請求項 34 記載のシステム。

【請求項 40】

前記トランスデューサ素子 (12) は、電氣的作動に応答して超音波を送出すると共に、戻ってきた超音波を電気信号に変換する圧電素子で構成されている、請求項 34 記載のシステム。 50

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の背景】

従来の超音波スキャナは組織の二次元Bモード画像を生成し、その画素の輝度が戻ってくるエコーの強度に基づいて定められる。いわゆる「カラーフロー」モードでは、血液の流れ又は組織の動きを撮像することができる。従来の超音波フロー（流れ）撮像法は、典型的にはドップラー原理又は時間領域相互相関法を使用して、平均流速を推定しており、それは次いでBモード画像上に重ねてカラーで表示される。

【0002】

ドップラー効果を使用した心臓及び血管内の血流の測定はよく知られている。後方散乱された超音波の周波数シフトを使用することにより、組織又は血液からの後方散乱体の速度を測定することが可能である。後方散乱信号の周波数は血液がトランスデューサに向かって流れているときは増大し、また血液がトランスデューサから遠ざかるように流れているときは減少し、その増減の量は血液の流速に比例する。従って、この周波数シフトを使用することにより平均流速を推定することが可能であり、この平均流速は、流れの速度及び方向を表すように異なるカラーを使用して表示し得る。カラー流速モードでは、数百の隣接のサンプル・ボリュームが、各サンプル・ボリュームの速度を表すように全て色分けして同時に表示される。

10

【0003】

その結果得られるフロー画像には、基本波又は（低）調波信号成分のいずれかを検出することにより取得された不動の組織の画像（すなわち、Bモード画像）を、解剖学的構造のランドマークとするように加算により又はオーバーレイとして組み合わせることが可能である。このオーバーレイの利点は、流れ領域を明瞭に目立つようにカラーにし得ることである。しかしながら、この方法は、より複雑な表示装置を必要とする。更に、周囲の組織の動きに起因して生じるフラッシュ（f l a s h）アーティファクトが著しくなる。（コヒーレント又は非コヒーレントのいずれかの）加算によって背景のBモード画像を組み入れることによって、より穏やかなフラッシュ・アーティファクトが生じる。いずれの場合でも、不動の組織を表す撮像データを収集するために、フロー撮像に使用されるもの以上の付加的なファイヤリング（f i r i n g）が必要となる。

20

【0004】

血流を撮像するための代替方法はBフロー法である。Bフロー法では、広帯域パルスを使用することによって高空間分解能が達成されると共に、小さなパケット・サイズを使用することによって高フレーム・レートが達成される。高S N R /ダイナミックレンジがコード化（c o d e d）励起を使用することによって保持される。レンジ（距離）方向におけるフロー感度が最大になり、これはパルス間R F相関除去（d e c o r r e l a t i o n）から生じ、他方、レンジ横断方向におけるフロー感度は、一群の反射体（例えば、血液又は造影剤）がビーム分布を横切って流れるときのパルス間振幅相関除去に起因する。

30

【0005】

この方法は、所与のパルス繰返し間隔を持つ小さいパケットのコード化広帯域パルスを送信焦点位置へ送出することを含む。パケット・サイズは高フレーム・レートを達成するために小さく（例えば、2～4ファイヤリングに）作られるが、S N Rの減少という望ましくない副作用が生じる。S N Rは随意選択によりコード化励起を使用して回復させることができる。（基本波周波数を中心周波数とする）広帯域パルスのコード化シーケンスが特定の送信焦点位置へ複数回送出され、各コード化シーケンスは1回のファイヤリングを構成する。受信時は、各ファイヤリングについて収集された受信パルスがデコードされ帯域通過フィルタ処理されて、例えば、基本波周波数を中心周波数とする空間圧縮パルスを分離する。このシーケンスのファイヤリングからの後方散乱信号が次いでスロータイム（s l o w t i m e）でフィルタ処理されて、送信経路に沿った不動の又はゆっくり動く反射体からのエコーを除去する。このスロータイム・フィルタ処理は、好ましくは、高域通過F I R（有限インパルス応答）又はI I R（無限インパルス応答）ウォール・フィルタ

40

50

(wall filter)によって実行され、これはフロー信号対クラッタ比を増大させる。送信焦点位置を関心領域にわたって走査することによってフロー画像が形成される。フレーム・レートは、並列受信装置により単一の送信ベクトルからの2つ以上の受信ベクトルを同時に処理することによって増大させることが可能である。パケット・サイズ、パルス繰返し間隔(PRI)及び関心領域(ROI)は随意選択によりユーザによって制御してもよい。

【0006】

しばしば器官の灌流床に至るまで非常に小さい血管の血流を撮像するとき、従来のフロー撮像手法では適切なフロー信号を抽出することが出来ないほどに信号の振幅が低く且つ血液の動きがゆっくりしている。このような場合、随意選択により、ガス充填マイクロバブル(微少泡)のような造影剤を血液中に注入して、血流を撮像するためのマーカーとして作用させる。前に述べたように、広帯域パルスのコード化シーケンスが特定の送信焦点位置へ複数回送出される。基本波及び(低/高)調波信号が、送出された超音波パルスと伝播媒体、特に注入された造影剤との間の相互作用から生成される。受信時に、受信信号がデコードされ帯域通過フィルタ処理されて、基本波又は(低/高)調波信号を選択的に分離する。これらの分離され選択的にフィルタ処理された信号は次いで、通常のウォール・フィルタを使用して、複数のファイヤリングにわたって高域通過フィルタ処理される。このフィルタ処理の結果として、送信経路に沿った不動でない組織又は流れ領域から反射された選択的にフィルタ処理された信号が抽出され、他方、望ましくない不動の組織の信号に寄与した周波数の受信エネルギーが抑圧される。

【0007】

上述の撮像モードは正常な周囲の組織からの信号を減少させて、ユーザが実質的により低い振幅の信号を効果的に画像化することができるようにする。共に造影剤撮像用に開発されたコード化調波血管撮像(CHA)モード及びコード化血管撮像(CA)モードの場合、信号は、しばしば器官の灌流床に至るまでの非常に小さい血管内の造影剤からの信号である。Bフロー・モードの場合、ユーザは、Bモード撮像に普通使用されている(ドップラーとは異なる)高周波数広帯域撮像パルスを使用して、Bモードに匹敵するフレーム・レートで、血流を撮像することができる。

【0008】

残念なことに、これらの低い信号の良好な可視化を可能にする周囲組織の背景が存在しない場合、ユーザがプローブを最適に位置決めできるようにする解剖学的構造のランドマークの可視化が制限されるので、ユーザが有効な撮像を実行するのが非常に困難になる。血管疾患の早期検出のような或る特定の用途では、血流撮像に関連した組織の背景撮像が制限されることは理想的ではない。より詳しく述べると、背景撮像の分解能が明瞭であった場合、背景画像は、走査している解剖学的構造についての基準を設定するために超音波技師によって用いることのできる基準画像を提供する。残念なことに、上述した従来のドップラーに基づかない血流撮像方法を用いると、殆ど又は全く背景組織の撮像が行われない。従って、システムのフレーム・レートを犠牲にすることなく、或いは血流の低振幅信号の撮像分解能を破壊させることなく、背景組織画像をユーザに提供することは望ましいことであろう。

【0009】

【発明の概要】

上記及びその他の欠点及び欠陥を克服又は軽減するために、フロー(流れ)及び基準背景超音波画像を表示するための方法を提供する。本方法は、少なくとも第1及び第2の広帯域パルスを共通の送信焦点位置へ送出し、前記少なくとも第1及び第2の広帯域パルスに関連した少なくとも第1及び第2の反射超音波を受け取り、前記少なくとも第1及び第2の反射超音波に基づいてフロー及び/又は造影剤信号成分を形成し、前記少なくとも第1及び第2の反射超音波のうちの少なくとも1つの独立した処理に基づいてBモード背景信号成分を形成し、表示装置の第1の画像部分中のフロー/造影剤画像成分と前記少なくとも第1及び第2の反射超音波のうちの少なくとも1つに基づいたBモード基準画像成分と

を含む超音波画像を表示する各工程を有する。前記 B モード基準画像成分は表示装置の第 2 の画像部分中に表示される。

【0010】

別の実施形態では、患者内の関心領域について不動の反射体及び動いている反射体を撮像する医学診断用超音波システムを開示する。この診断用超音波システムは、一系列の少なくとも 2 つのパルスを送信焦点位置へ送出する送信器と、前記一系列の少なくとも 2 つのパルスに関連した少なくとも 2 つのエコー信号を受信する受信器とを含んでいる。エコー信号は基本波周波数成分を含む。本システムは更に、少なくとも 2 つのエコー信号を受信して処理するように構成されていると共に、前記少なくとも 2 つのエコー信号に基づいて動いている反射体についてのフロー／造影剤画像情報を含むフィルタ処理済み信号を供給するフィルタを持つように構成されている第 1 の表示プロセッサを含んでいる。本システムはまた、前記少なくとも 2 つのエコー信号に基づいて不動の反射体についての B モード情報を含む前記少なくとも 2 つのエコー信号の内の少なくとも 1 つのエコー信号を受信して独立に処理するように構成された第 2 の表示プロセッサを含んでおり、該不動の反射体についての B モード情報は前記基本波周波数成分を含んでいる。本システムはまた、前記フィルタ処理済み信号に基づいて動いている反射体についてのフロー／造影剤画像を表示すると共に、第 2 の表示プロセッサによって供給された前記少なくとも 2 つのエコー信号の内の前記少なくとも 1 つのエコー信号に基づいて不動の反射体の B モード基準画像を表示する表示装置を含んでいる。

10

【0011】

本発明の上記及びその他の特徴及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から当業者には評価され理解されよう。

20

【0012】

図面に関して、幾つかの図において同様な素子には同じ参照番号を付してある。

【0013】

【発明の詳細な説明】

図 1 に従来の超音波撮像システムを示している。このシステムは、複数の別々に駆動されるトランスデューサ素子 12 より成るトランスデューサ・アレイ 10 を有し、各トランスデューサ素子は送信器 14 によって発生されたパルス波形によって付勢されたときに超音波エネルギーのバーストを発生する。検査中の物体からトランスデューサ・アレイ 10 へ反射された超音波エネルギーは各々の受信用トランスデューサ素子 12 によって電気信号に変換されて、一組の送信／受信 (T/R) スイッチ 18 を介して受信器 16 に別々に供給される。T/R スイッチ 18 は、典型的には、送信用電子回路によって発生された高電圧から受信用電子回路を保護するダイオードである。送信信号に応じてダイオードが受信器への信号を遮断又は制限する。送信器 14 及び受信器 16 は、操作員による指令にตอบสนองして主制御装置 20 の制御の下で作動される。一連のエコーを収集することによって完全なスキャン（走査）が実行され、その際、送信器 14 が一時的にオンにゲート駆動されて各々のトランスデューサ素子 12 を付勢し、その後に各々のトランスデューサ素子 12 によって発生されたエコー信号が受信器 16 に印加される。一チャンネルで受信を開始しながら、別のチャンネルで送信をし続けるようにしてもよい。受信器 16 は各々のトランスデューサ素子からの別々のエコー信号を組み合わせて単一のエコー信号を生成し、この単一のエコー信号は表示モニタ 22 上の画像内の一本の線を生成するために使用される。

30

40

【0014】

主制御装置 20 の指示の下に、送信器 14 はトランスデューサ・アレイ 10 を駆動して、超音波エネルギーが方向付けられて集束されたビームとして送出されるようにする。これを達成するためには、送信ビームフォーマ 26 によって複数のパルサ 24 にそれぞれの時間遅延を与える。主制御装置 20 は、音波パルスを送出する条件を決定する。この情報により、送信ビームフォーマ 26 は、パルサ 24 によって発生すべき各々の送信パルスのタイミング及び振幅を決定する。各々の送信パルスの振幅はアポダイゼーション生成回路 36 によって生成され、該回路 36 は各パルサに対する電源電圧を設定する高電圧制御装置で

50

あってよい。パルサ 24 は、次いで、トランスデューサ・アレイ 10 の各々の素子 12 へ T/R スイッチ 18 を介して送信パルスを送り、その際、T/R スイッチ 18 はトランスデューサ・アレイに存在する可能性のある高電圧から時間一利得制御 (TGC) 増幅器 28 を保護する。アポダイゼーション生成回路 36 内で重みが生成され、該回路 36 は、送信ビームフォーマ 26 から重み付けデータを受けて、それをパルサ 24 に供給する一組のデジタル・アナログ変換器を含んでいてよい。送信集束時間遅延を通常のように適切に調節し、また送信アポダイゼーション重みを調節することによって、超音波ビームを方向付けし集束させて、送信ビームを形成することができる。アポダイゼーション重み及び送信集束遅延は、システムのプログラミング及び操作員の入力に基づいて主制御装置 20 によって設定してもよい。

10

【0015】

超音波エネルギーの各バーストによって生成されるエコー信号は、各送信ビームに沿った相次ぐレンジ (距離) に位置する物体から後方散乱されている。後方散乱されたエコー信号は各々のトランスデューサ素子 12 によって別々に検知され、特定の時点におけるエコー信号の大きさは特定のレンジ (距離) で生じる反射量を表す。反射点と各々のトランスデューサ素子 12 との間の伝播経路の差により、特定のレンジからのエコー信号は各々のトランスデューサ素子 12 によって同時に検出されず、且つそれらの振幅は等しくない。受信器 16 は各受信チャンネル内のそれぞれの TGC 増幅器 28 を介して別々のエコー信号を増幅する。TGC 増幅器による増幅量は、TGC 回路 (図示せず) によって駆動される制御経路 (図示せず) を介して制御される。TGC 回路は主制御装置とポテンショメータの手動操作とによって設定される。増幅したエコー信号は受信ビームフォーマ 30 に供給される。受信ビームフォーマの各々の受信チャンネルがそれぞれの TGC 増幅器 28 を介して対応する 1 つのトランスデューサ素子 12 に結合される。

20

【0016】

主制御装置 20 の指示の下に、受信ビームフォーマ 30 は送信ビームの方向を追跡する。受信ビームフォーマ 30 は適切な時間遅延を与えると共に、各々の増幅されたエコー信号に対するアポダイゼーション重みを受け取って、それらの信号を加算して、一超音波ビームに沿った特定のレンジに位置する点から反射された全超音波エネルギーを正確に表すエコー信号を構成する。受信集束時間遅延は特別なハードウェアを使用して実時間で算出するか、或いはルックアップ・テーブルから読み出す。受信チャンネルはまた、受信したパルスをフィルタ処理する回路も有している。時間遅延させた受信信号は次いで加算されて、通常の B モード処理のための経路内の信号プロセッサ又は検出器 33 に供給されるか、或いはカラーフロー及び／又はドップラーフロー処理のための別の信号プロセッサ又は検出器 32 に供給される。主制御装置 20 は、加算した受信信号を、送信している送信ファイヤリングの種類に依存して表示に適したデータに変換するように、スイッチ 35 を介して検出器 32 及び 33 のいずれかを選択する。B モード (グレースケール) データの場合、検出器 33 が反射信号の包絡線を抽出し、通常はエッジ強調及び対数圧縮のような付加的な処理を適用する。カラーフローの場合、検出器 32 が典型的には高域通過フィルタを適用して、不動の組織の信号を除去し、また動いている血液の速度を表す位相シフトを抽出する。スキャン・コンバータ 34 が検出器 32, 33 から表示データを受け取って、該データを所望の表示画像に変換する。具体的に述べると、スキャン・コンバータ 34 は音響画像データを極座標 ($R-\theta$) セクターフォーマット又はデカルト座標リニア・アレイから適切に拡張したデカルト座標表示画素データへ映像速度で変換する。これらの走査変換された音響データは表示モニタ 22 で表示するために供給され、表示モニタ 22 は信号包絡線の時間につれて変化する振幅をグレースケールで画像化する。それぞれの走査線は各送信ビームについて表示される。

30

40

【0017】

従来のシステムでは、B フロー、CHA 及び CA のような特殊なフロー及び／又は造影剤撮像モードは、典型的には、B モード検出器 33 を使用して処理されており、検出器 32 は使用しないか、或いはドップラー処理のために使用されている。

50

【0018】

図2は医学診断に使用するための代表的な実施形態による超音波フロー撮像システムを示している。このシステムでは、送信開口内の各トランスデューサ素子12が、多分にコード化した波形を使用して、N回（ここで、Nは好ましくは2～4である）パルス駆動される。送信すべき適切な波形は、送信シーケンス・メモリ38によって、各ファイヤリングについて各パルサに供給される。パルサ24は、発生される超音波エネルギーが各送信ファイヤリングについてビームとして方向付けられ又はステアリングされるように、トランスデューサ・アレイ10の素子12を駆動する。これを行うためには、送信シーケンス38に応答して、パルサによって発生されるそれぞれのパルス波形に送信集束時間遅延36を与える。通常のように送信集束時間遅延を適切に調節することによって、超音波ビームは所望の送信焦点位置に集束することができる。

10

【0019】

各々の送信について、トランスデューサ素子12からの反射エコー信号が受信ビームフォーマのそれぞれの受信チャンネル40へ供給される。主制御装置20（図1）の指示の下に、受信ビームフォーマは送信ビームの方向を追跡する。受信ビームフォーマは受信したエコー信号に適切な受信集束時間遅延42を与えて、それらの信号を加算することにより、送信ビームに沿った特定の位置から反射された全超音波エネルギーを表すエコー信号を出力する。時間遅延された受信信号は、特定の送信焦点位置に集束させたN回の送信ファイヤリングの各々について受信加算器44で加算される。

【0020】

20

図2及び図3を参照して説明すると、相次ぐ送信ファイヤリングについての加算後の受信信号は、検出器32で受け取られて、コード化波形が送信された場合にはデコードされ、帯域通過フィルタ処理されて、ウォール・フィルタに供給される。ウォール・フィルタはN回の送信ファイヤリングにわたってフィルタ処理を行い、そのフィルタ処理済み信号を後処理装置54へ供給する。後処理装置54はファイヤリング間フィルタ処理済み信号の包絡線を形成して、随意選択による圧縮及び／又は更なる後処理を行う。

【0021】

30

もう一つの信号プロセッサ又は検出器133は、波形選択器37を介してN回の送信ファイヤリングの内の少なくとも1つを選択し、コード化波形が選択された場合にはデコードを行い、上述の検出器32における処理と同時に同じものを処理して、不動の又はゆっくり動く構造（例えば、背景の組織）を表す別個の信号を供給する。波形選択器37は、随意選択により、N回の送信ファイヤリングのうちの少なくとも1つのファイヤリングを選択するように主制御装置20を構成することによって、主制御装置20により制御される。検出器32、133からの2つの信号の後処理（考えられるエッジ強調及び対数圧縮を含む）の後、走査線が表示モニタ22（図1）上に表示される。この手順を繰り返して、それぞれの走査線が各送信焦点位置について（各ビーム角度について送信焦点位置が1つずつある場合）又は各ベクトルについて（各ビーム角度について複数の送信焦点位置がある場合）表示されるようにする。

【0022】

図2及び図3を更に参照して説明すると本発明の代表的な一実施形態によれば、フロー／造影剤信号を処理する検出器32は、受信ビーム加算器44の出力に結合された入力を持つFIRフィルタ48を有するフィルタ46と、FIRフィルタ48に結合された入力を持つと共に、包絡線検出及び随意選択による更なる後処理装置54に結合された出力を持つベクトル加算器50とを含んでいる。FIRフィルタは、パルス圧縮（コード化励起が使用されている場合）と、帯域制限と、ベクトル加算器と共に、ウォール・フィルタを効果的に組み合わせる。FIRフィルタは、各送信ファイヤリングについてそれぞれの一組のM個のフィルタ係数を受け取るためのM個のタップを持っている。n番目の送信ファイヤリングについてのフィルタ係数は $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$ である。ここで、 a_n はn番目の送信ファイヤリングについてのスカラー重みであり、 $n=0, 1, \dots, n-1$ であり、 c_0, c_1, \dots, c_{M-1} はFIRフィルタ48が受信信

40

50

号中の所望の基本波周波数又は所望の（低／高）調波周波数の主要部分を通過させるように選択された一組のフィルタ係数である。もしコード化波形が送信された場合、 c_0, c_1, \dots, c_{M-1} 係数はまたパルス圧縮デコード・フィルタを含んでいる。スカラー重み a_0, a_1, \dots, a_{N-1} はスロー・タイムで「ウォール」フィルタを形成し、これは所定の閾値よりも大きい速度で動いている反射体からの信号を選択的に通過させる。フィルタ係数 $a_n c_0, a_n c_1, \dots, a_n c_{M-1}$ は、フィルタ係数メモリ 52 から主制御装置によって各送信ファイヤリング毎にフィルタへ供給される。例えば、最初の送信ファイヤリングでは一組のフィルタ係数 $a_0 c_0, a_0 c_1, \dots, a_0 c_{M-1}$ が FIR フィルタに供給され、2 番目の送信ファイヤリングでは一組のフィルタ係数 $a_1 c_0, a_1 c_1, \dots, a_1 c_{M-1}$ が FIR フィルタに供給されるというようになる。フィルタ係数は診断用途に依存してプログラム可能である。相異なる複数組のフィルタ係数を主制御装置のメモリ内のルックアップ・テーブルに記憶させておくことができ、そしてシステムの操作員によって所望の一組のフィルタ係数を選択できるようにすることができる。送信ファイヤリングの数 $N=2$ である用途では、対の組のフィルタ係数をメモリに記憶しておき、選択した一对のうちの一組のフィルタ係数を、第 1 の送信ファイヤリングの前に FIR フィルタへ転送し、そして該選択した対のうちの他方の組のフィルタ係数を、第 1 の送信ファイヤリングの後で第 2 の送信ファイヤリングの前に FIR フィルタへ転送する。同様に、送信ファイヤリングの数 $N=3$ である用途では、第 1 乃至第 3 のファイヤリングから生じる受信信号をフィルタ処理するために使用するために 2 又は 3 組のフィルタ係数を記憶しておく。送信ファイヤリングの数 $N>3$ である用途についても同様な手順が行われる。N 回の送信ファイヤリングについての相次ぐ FIR フィルタ出力信号がベクトル加算器 50 に累算される。次いで、ベクトル加算器の出力信号が通常の B モード処理（包絡線検出及び対数圧縮）され、続いて走査変換されて表示される。

【0023】

図 2 及び図 3 を再び参照して説明すると、検出器 133 は、B モード基準を生成するために、波形選択器 37 から少なくとも 1 つの送信ファイヤリングを受け取る入力を含んでおり、検出器 133 は、検出器 32 においてフロー／造影画像信号を形成するために使用される送信ファイヤリングの一部を同時に且つ独立に処理するための第 2 の B モード・プロセッサとして使用される。検出器 133 の入力、検出器 32 で処理される一群の複数のファイヤリングから少なくとも 1 つの送信ファイヤリングを受け取って、それを FIR フィルタ 48 に通す。FIR フィルタ 48 は、コード化波形が送信された場合にはパルス圧縮を適用し、帯域幅制限を行う。該フィルタは、各送信ファイヤリングについてそれぞれの一組の P 個のフィルタ係数を受け取るための P 個のフィルタ・タップを持っている。フィルタ係数は d_0, d_1, \dots, d_{P-1} である。ここで、 d_0, d_1, \dots, d_{M-1} は FIR フィルタ 48 が受信信号中の所望の基本波周波数又は所望の（低／高）調波周波数の主要部分を通過させるように選択された一組のフィルタ係数である。もしコード化波形が送信された場合、 d_0, d_1, \dots, d_{P-1} 係数はまたパルス圧縮デコード・フィルタを含んでいる。フィルタ係数 d_0, d_1, \dots, d_{P-1} は、フィルタ係数メモリ 52 から主制御装置によって各送信ファイヤリング毎にフィルタへ供給される。フィルタ係数はまた診断用途に依存してプログラム可能である。相異なる複数組のフィルタ係数を主制御装置のメモリ内のルックアップ・テーブルに記憶させておくことができ、そしてシステムの操作員によって所望の一組のフィルタ係数を選択できるようにすることができる。コード化していない波形を送信する場合、或いはデコードのために 1 つのファイヤリングを必要とするだけであるコード化波形を送信した場合、ただ 1 つのファイヤリングが検出器 133 に入力され、ただ一組のフィルタ係数をフィルタ係数メモリ 52 から供給することが必要とされる。デコードのために複数のファイヤリングを必要とするコードが使用される場合、例えば、パルス圧縮を行うために 2 つのファイヤリングを必要とするゴレイ（Golay）コードが使用される場合、2 つの波形が検出器 133 に入力され、各波形に 1 組ずつ、2 組のフィルタ係数が使用される。送信ファイヤリングの数 $N=2$ である用途では、選択した一对のうちの一組のフィルタ係数を、第 1 の送信ファイヤリ

グの前に F I R フィルタへ転送し、そして該選択した対のうちの他方の組のフィルタ係数を、第 1 の送信ファイヤリングの後で第 2 の送信ファイヤリングの前に F I R フィルタへ転送する。(ゴレイ・コードをデコードする場合のように) 検出器 1 3 3 に入力される送信ファイヤリングの数が 1 より多い場合、相次ぐ F I R フィルタ出力信号がベクトル加算器 5 0 で累算される。次いで、ベクトル加算器の出力信号が通常の B モード処理 (包絡線検出及び対数圧縮) され、続いて走査変換されて表示される。

【 0 0 2 4 】

一焦点位置当り N 回の送信の各々の間の時間間隔は、「スロータイム」フィルタ遮断周波数を決定するためにユーザにより制御可能である。特定の焦点位置への N 回の送信の各々の間の時間間隔をより長くすると、遮断周波数がより低くなり、低速度の流れに対する感度がより高くなる。

【 0 0 2 5 】

フロー／造影剤画像は随意選択により画像コントラストを最大にするために表示装置 2 2 の一部分に単独で表示するか、或いは B モード背景画像に重ねて表示してもよい。通常の B モード画像上にフロー画像を重ねることにより、医師は医学的診断の際に既知の解剖学的構造のランドマークに対して血液の流れを観察することができる。

【 0 0 2 6 】

図 4 に示した好ましい一実施形態では、伝統的な B モード基準画像が、B フロー、コード化血管 (C A) 又はコード化調波血管 (C H A) 撮像におけるマルチファイヤリング群 5 8 のうちの 1 つのファイヤリングから導き出される。より詳しく述べると、単一送信ファイヤリング・コードが B フロー、C H A 及び C A 撮像において使用されている場合、伝統的な B モード画像を形成するためにはマルチファイヤリング群 5 8 の中からただ 1 つのファイヤリング 5 6 が必要とされるだけである。単一ファイヤリング 5 6 は、マルチファイヤリング群 5 8 をプロセッサ／検出器 3 2 によって処理するのとは別個に、プロセッサ／検出器 1 3 3 によって独立に処理される。検出器 1 3 3 は表示装置 2 2 に対して組織の背景を表す基準画像信号 6 0 を生成し、他方、検出器 3 2 は表示装置 2 2 に対して流体の流れ又は造影剤を表すフロー画像信号 6 2 を生成する。基準画像信号は更に、基準画像 1 0 0 (図 6 及び図 7 参照) を構成するために不動の背景を表す第 1 の画像部分を表示装置 2 2 上に設けるように処理される。フロー／造影剤画像信号 6 2 は更に、対応するフロー画像信号に関連したフロー／造影剤画像 1 0 2 を構成するために流体流／造影剤の動きを表す第 2 の画像部分を表示装置 2 2 上に設けるように処理される。

【 0 0 2 7 】

図 5 に示した代替実施形態では、例えば随意選択により、C H A マルチファイヤリング群 5 8 の中から 2 つのファイヤリング 6 6 及び 6 8 (例えば、パルス反転対) が調波基準画像を形成するために使用される。基準画像のための組織の撮像は、基本波周波数より高い周波数の調波 (例えば、第 2、第 3 又はそれ以上の高調波) を使用することによって改善することができる。例えば、基本波周波数の 2 倍の調波による撮像は、空間分解能が高くなることにより、また基本波周波数の信号よりも第 2 高調波信号ではアーティファクト又は干渉が少なくなることにより、画像品質を改善することができる。これは、調波周波数が送信源においてよりはむしろ波動伝播経路に沿って生成されることに起因する。前に述べたように、2 つのファイヤリング 6 6 及び 6 8 は、プロセッサ／検出器 3 2 によるマルチファイヤリング群 5 8 の処理とは別個に、プロセッサ／検出器 1 3 3 によって独立に処理される。検出器 1 3 3 は表示装置 2 2 に対して組織の背景を表す基準画像信号 6 0 を生成し、他方、検出器 3 2 は表示装置 2 2 に対して流体の流れ／造影剤を表すフロー／造影剤画像信号 6 2 を生成する。基準画像信号 6 0 は更に、基準画像 1 0 0 (図 6 及び図 7 参照) を構成するために不動の背景を表す第 1 の画像部分を表示装置 2 2 上に設けるように処理される。フロー／造影剤画像信号 6 2 は更に、対応するフロー／造影剤画像信号に関連した画像 1 0 2 を構成するために流体流／造影剤の動きを表す第 2 の画像部分を表示装置 2 2 上に設けるように処理される。

【 0 0 2 8 】

10

20

30

40

コード化励起を使用する更に別の例では、デコード処理において必要になる数と同数のファイヤリングをプロセッサ133で受け取る。例えば、ゴレイ・コードがBフロー・ファイヤリング・シーケンスで使用されている場合、該コードを適正にデコードするためには送信されているファイヤリングの数のうちから2つのファイヤリングが必要である。コード化送信は、通常の送信方法の振幅を持っているがパルス持続期間が一層長い波形を送信することによって、信号振幅及びS N Rを更に増大させることができる。コード化送信における瞬時パワーは通常の送信の場合と同じである。しかしながら、コード化送信方法では、送信する超音波波形が一層長いので送信エネルギーは一層多くなり、従って、侵入力は典型的にはコード化波形の場合の方がコード化していない波形の場合よりも大きくなる。

【0029】

オーバーサンプリング後にベース・シーケンスをゴレイ・コード対でコンボリューションすることによって一対のゴレイ・コード化ベース・シーケンスが形成される。ゴレイ・コード対は一対の二値(+1, -1)シーケンスであり、2つのシーケンスの自己相関の和がクロネッカーデルタ関数になる特性を有している。オーバーサンプリングされたゴレイ・シーケンスは、各々の+1と-1との間がゼロであり、ゼロの数が[(ベース・シーケンスの長さ)-1]に等しいか又はそれより大きいゴレイ・シーケンスである。ゴレイ・コードはデコードされたときレンジ・サイドローブ(range side lobe)を何ら有していない。各ファイヤリングについて、送信の際に用いられたゴレイ・コード化ベース・シーケンスに対応するオーバーサンプリングされたゴレイ・シーケンスを使用して、デコードが実行される。パルスの極性をゴレイ対に従ってコード化した2つのパルス・シーケンスを送信することによって、受信したビームサム(beam sum)信号の各々をその対応するオーバーサンプリングされたゴレイ・シーケンスと相関させて、それらの相関値を加算することにより、画像分解能又はコントラストを事実上劣化させることなくS N Rを増大させることが可能である。実際には、コード歪みに起因してレンジ・サイドローブが生じるが、それはノイズ・フロア(雑音レベル)より低くなる傾向があり、画像品質には悪影響を及ぼさない。ゴレイ対の2つのシーケンスの送信の合間に生じる組織の動きもコード歪みを生じさせ、これはレンジ・サイドローブを増大させる。第1のシーケンスからのエコーを完全に受信するや否や第2のシーケンスを送信することによって、2つの送信の間の時間間隔を最小にすることができる。送信相互の間の時間間隔を最小にすると、動きに起因するコードの歪みが最小になる。

【0030】

図4及び図5に示した実施形態の各々では、基準画像100を形成する波形が、Bフロー、CHA又はCA処理のために既に送信されている複数の波形の一部を使用して生成され、従ってフレーム・レートに影響を及ぼさない。基準画像を構成するためのこれらの波形のその後の処理は、Bフロー、CHA又はCA処理とは完全に独立である。このような場合、基準画像の品質は独立に最適化される。例えば、受信周波数帯域を調節することにより、基準画像を単純な基本波Bモード画像よりはむしろフィルタ処理した(単一ファイヤリング)調波画像とすることができる。

【0031】

更に、基準画像100は既に送信されている複数のファイヤリング58の一部から形成されるので、基準画像100はサブトラクション(減算)モードの画像と同時に表示される。これは、カラー画像とその背景のBモード画像が別々に構成されて、それら2つの画像の間に時間的な不一致が生じるカラーフローの場合とは対照的である。この時間的な不一致は、走査用のフレーム・レートが低い時に特に顕著になる。

【0032】

図6及び図7を参照して説明すると、サブトラクション(減算)モードのフロー画像102と基準画像100とを表示するために様々な表示フォーマットを採用することができる。図6に示す一実施形態では、複数画像横並びフォーマットを示しており、モニタ22の一方の側にBフロー/CHA/CAフロー画像102を表示すると共に、他方の側に基準画像100を同時に表示している。図7に示す別の実施形態では、基準画像は任意選択に

10

20

30

40

50

よりBフロー／CHA／CAフロー画像102に対するオーバーレイ（重ね表示）画像として使用される。オーバーレイは好ましくは、ユーザが基準画像100Bの下側に位置するフロー／CHA／CAフロー画像102を見ることができるよう透視にする。この代わりに、1つの画像を任意選択によりカラー化し、他の画像をグレーの陰影で表示したままにする。更に別の実施形態では、Bモード基準画像100は任意選択により、基準画像100又はBフロー／CHA／CAフロー画像102を表示するかどうかを決定するための閾値弁別又は適応処理を使用して、Bフロー／CHA／CA信号が存在しない領域に重ねて表示する。最後に、上述したのと同じ画像組合せ手段（透視、カラー化、閾値弁別）を用いて、Bモード基準画像を下側に位置する画像として使用し、Bフロー／CHA／CA画像をオーバーレイとして使用することができる。上述の表示モードは、検査中の流体の流れの視覚化を最適にするために超音波技師が随意に基準画像100を素早くオン・オフすることができるようにするスイッチ104を含んでいることが好ましい。

10

【0033】

単一送信コードを使用するとき、代表的な実施形態では該コードの少なくとも2回の送信を必要とし、それにより生じるエコーはウォール・フィルタによって「スロータイム」フィルタ処理される。対照的に、ゴレイ・コードを使用すると、異なる時間に2つのデータ点を収集するのに、ゴレイ・コード対の各ゴレイ・コード毎に2回ずつ、4回の送信を必要とする。従って、二送信コードを使用すると、少なくとも4回のコード化送信を必要とする。ウォール・フィルタ処理の際に、ゴレイ・コード対の両方のゴレイ・コードのエコーに対して同じ組のスカラ重みが適用される。前に述べたように、調波Bモード背景画像を撮像するために付加的なコード化してない送信をパケット内に含めることができる。

20

【0034】

流れのコントラスト（すなわち、背景からの視認性）を増大させるための一方法は、基本波モードで造影剤を使用することである。造影剤は典型的には、直径0.1乃至10ミクロンのカプセル封じしたガスのマイクロバブルである。造影剤は、注射により体内に導入したとき、血流及び灌流についての高反射率のマーカとして作用する。マイクロバブルに入射する超音波エネルギーは入射（基本波）周波数で及び共鳴（高調波及び低調波）周波数で強く反射され、このため基本波及び調波撮像手法の両方が造影剤を撮像するために使用される。好ましい方法は、造影剤のエコー内の基本波周波数ではなく調波周波数を使用する。同じパルスの複数のファイヤリングが特定の送信焦点位置へ相次いで送出される。詳しく述べると、基本波周波数 f_0 を中心周波数とするN個のコード化パルスを送信焦点位置へ送出する。受信においては、基本波周波数を中心周波数とするFIRフィルタが、受信したパルスを圧縮し、所望の基本波成分を実質的に分離する。その後、ウォール・フィルタがN回の送信にたいして基本波フロー信号を抽出する。

30

【0035】

本発明の特定の好ましい特徴だけを例示して説明したが、当業者には多くの修正及び変更を為し得よう。例えば、本発明は二相コードに制限されず、多相コードも使用することができる。従って、特許請求の範囲は本発明の真の精神の中に入るような全ての修正及び変更を包含しようとしていることを理解されたい。

40

【0036】

ここに開示したものの利点の一つは、上述の実施形態が、所望のBフロー／CHA／CA画像の基本的な品質を劣化させることなく組織の背景を見ることが出来ないと言う超音波技師からの不満を解決することである。ここに開示したものの別の利点は、流れのコントラストを最大にするためにフロー画像を単独で表示することでき、或いはフロー画像をBモード背景画像と重畳又は並置することが出来ることである。通常のBモード画像上にフロー画像を重畳することにより、診断医が医学的診断の際に既知の解剖学的構造のランドマークに対して血液の流れを観察することが可能になる。

【0037】

本発明を好ましい実施形態について説明したが、当業者には本発明の範囲から逸脱するこ

50

となく種々の変更をなし且つその要素を等価なものと置換し得ることが理解されよう。更に、本発明の本質的な範囲から逸脱することなく特定の状況又は事項を本発明の教示に合わせるように様々な修正をなすことができる。従って、本発明は、発明を実施するための最良の形態として開示した特定の実施形態に制限されず、また本発明は特許請求の範囲内に全ての実施形態を含むものである。更に、第 1、第 2 などの用語は何らかの順序又は重要さを表すものではなく、むしろ第 1、第 2 などの用語は要素同士を互いから区別するために用いている。

【図面の簡単な説明】

【図 1】対応する送信ファイヤリングを処理するために B モード・プロセッサと別のカラーフロー・プロセッサとの間で切り替え可能である従来の B モード超音波撮像システムのブロック図である。 10

【図 2】本発明の代表的な実施形態による超音波撮像システムのブロック図である。

【図 3】基準画像及びフロー画像を形成するための図 2 の 2 つの独立したプロセッサ／検出器をより詳しく示すブロック図である。

【図 4】本発明の好ましい一実施形態に従って表示装置に対する別個の基準画像信号を生成するために使用されるマルチファイヤリング群からの 1 つの反射信号の独立した処理を示すブロック図である。

【図 5】本発明の好ましい一実施形態に従って表示装置に対する別個の基準画像信号を生成するために使用されるマルチファイヤリング群からの 2 つの反射信号の独立した処理を示すブロック図である。 20

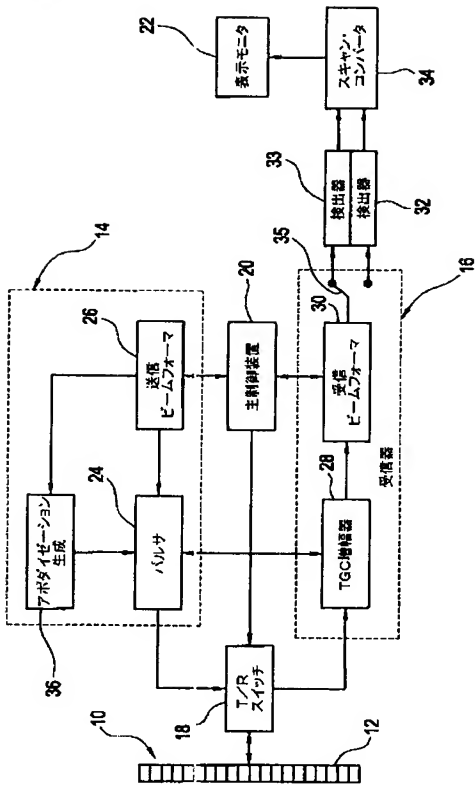
【図 6】基準画像及びフロー画像を見るための一ビデオ・フォーマットを示す表示装置の概略図である。

【図 7】基準画像及びフロー画像を見るための別のビデオ・フォーマットを示す図 5 の表示装置の概略図である。

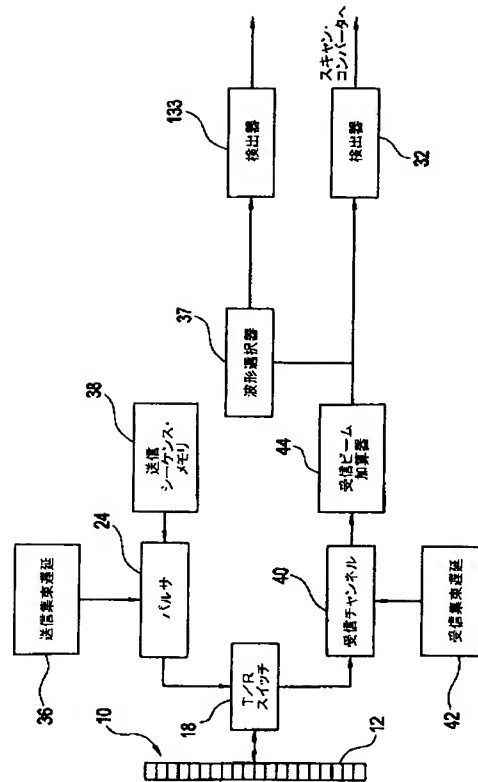
【符号の説明】

- 1 0 トランスデューサ・アレイ
- 1 2 トランスデューサ素子
- 1 4 送信器
- 1 0 0 基準画像
- 1 0 2 画像

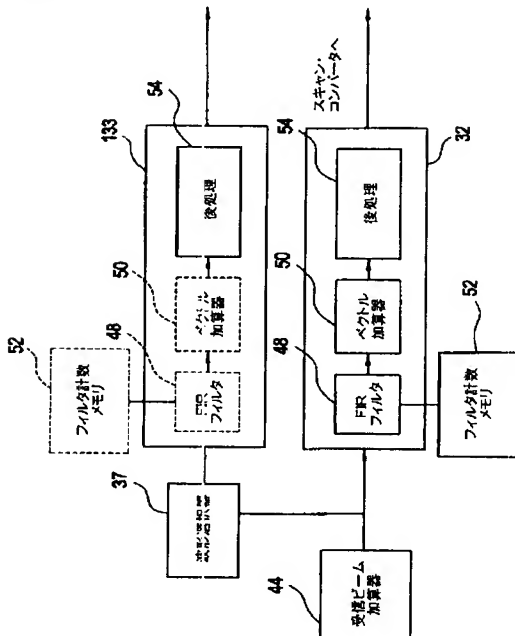
【図 1】



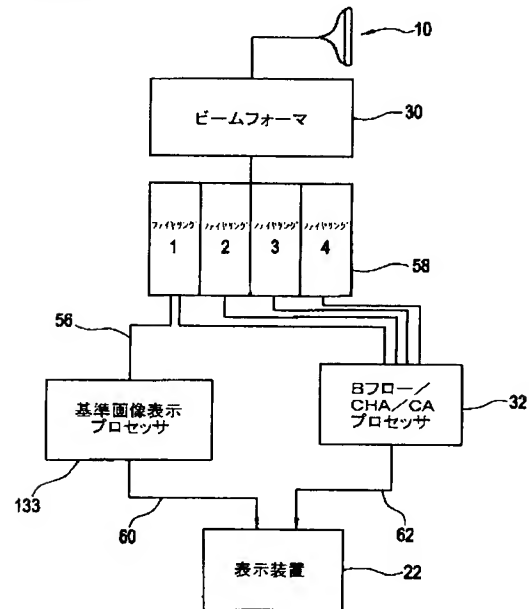
【図 2】



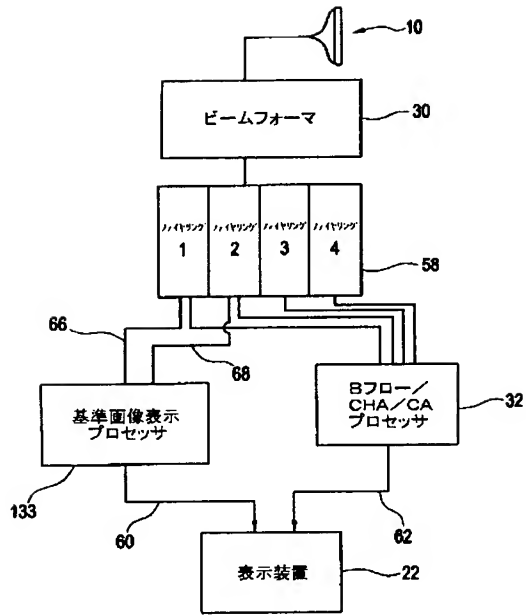
【図 3】



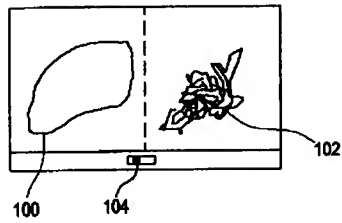
【図 4】



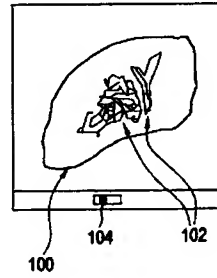
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 アン・リンゼー・ホール

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、ウエスト・トップーオーヒル・ドライブ、16015番

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE03 DE06 DE10 EE04 EE08 HH11 HH25 JB30 JB32
JC18 JC21 KK19 KK24 KK25

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成18年6月29日(2006.6.29)

【公開番号】特開2004-613(P2004-613A)

【公開日】平成16年1月8日(2004.1.8)

【年通号数】公開・登録公報2004-001

【出願番号】特願2003-138141(P2003-138141)

【国際特許分類】

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/08

【手続補正書】

【提出日】平成18年5月11日(2006.5.11)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

残念なことに、これらの低い信号の良好な可視化を可能にする周囲組織の背景が存在しない場合、ユーザがプローブを最適に位置決めできるようにする解剖学的構造のランドマークの可視化が制限されるので、ユーザが有効な撮像を実行するのが非常に困難になる。血管疾患の早期検出のような或る特定の用途では、血流撮像に関連した組織の背景撮像が制限されることは理想的ではない。より詳しく述べると、背景撮像の分解能が明瞭であった場合、背景画像は、走査している解剖学的構造についての基準を設定するために超音波技師によって用いることのできる基準画像を提供する。残念なことに、上述した従来のドップラーに基づかない血流撮像方法を用いると、殆ど又は全く背景組織の撮像が行われな。従って、システムのフレーム・レートを犠牲にすることなく、或いは血流の低振幅信号の撮像分解能を破壊させることなく、背景組織画像をユーザに提供することは望ましくとであらう。

【特許文献1】米国特許第6312384号